



⑯ BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENT- UND
MARKENAMT

⑰ Offenlegungsschrift
⑯ DE 198 11 364 A 1

⑯ Int. Cl. 6:
A 61 M 25/10
A 61 M 29/00

⑲ Aktenzeichen: 198 11 364.1
⑳ Anmeldetag: 16. 3. 98
㉑ Offenlegungstag: 23. 9. 99

㉒ Anmelder:
Benker, Gerhard, 23558 Lübeck, DE

㉓ Erfinder:
gleich Anmelder
㉔ Entgegenhaltungen:
US 56 62 671
EP 01 65 713

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

Prüfungsantrag gem. § 44 PatG ist gestellt

㉕ Ballondilatationskatheter mit antithrombotischem Filtersieb und Ballondilatationskatheter in einem Resektionsinstrument befestigt

㉖ Der Ballondilatationskatheter mit antithrombischen Filtersieb und der Ballondilatationskatheter in einem Resektionsinstrument befestigt, sind ein Gefäßballondilatationskathetersystem, das als einzelner Ballonkatheter mit einem Einführungskatheter und ebenso als Ballonkatheter mit dem Einführungskatheter und einem Leitungskatheter in das Gefäßsystem des menschlichen Organismus geleitet werden, wobei das Resektionsinstrument in einer Katheterhüllenstruktur, dem Einsetzkatheter, in dem Leitungskatheter geführt ist und in seinem Aufbau einen Ballondilatationsmikrokatheter, in einem hierfür konstruierten Kugelgelenkaufbau aufweist. Die Erfindung stellt eine Optimierung des Operationsablaufes für den Menschen und den Mediziner dar, indem in der Gefäßballondilation und anschließender Gefäßwandresektion entfernte und ebenso in der Ballondilation von der Gefäßwand abgelöste Gefäßgewebeteilchen mit dem Filtersieb aufgefangen werden und mit einer im distalen Ende des Ballondilatationskatheters und ebenso Einsetzkatheters eingesetzte Abflußleitungsöffnung diese Gewebeteilchen aus dem Organismus abgepumpt werden und hiermit weitere periphere Gefäße des Organismus, wie z. B. in dem medizinisch so bezeichneten blue toes syndrom, dem blauen Zehen Syndrom, nicht mehr verstopfen und verengen können.

DE 198 11 364 A 1

DE 198 11 364 A 1

Beschreibung

Die Erfindung stellt einen in das Arteriengefäß einführbaren Ballondilatationskatheter mit einem Führungsdrat und vor der Katheterspitze zum Ballon hin aus- und einbewegbaren Filtersieb mit einer radiologisch markierten Spitze des Führungsdrat dar, wobei der Ballondilatationskatheter einerseits als einzelner Ballonkatheter mittels eines Einführkatheter in das Arteriengefäß des Organismus geschoben wird und andererseits mit einem weiteren in dem Einführungskatheter eingeführten Leitungskatheter, der den Ballonkatheter zu der Gefäßverengungsstelle leitet, in das Arteriengefäß geschoben wird.

Der Ballonkatheter ist mit einer Aneinanderordnung von Flüssigkeitsleitungskanälen mit einem Innendurchmesser von 0,3 mm und in der einzelnen Flüssigkeitsleitung mit eingesetzten elektro-magnetischen Flüssigkeitsleitungsmikroventil aufgebaut das zum proximalen Ende des Ballonkatheter in einer bekannten Siliziummikrotechnologie hergestellt ist und ebenso ist die Öffnung der Flüssigkeitsleitung mit einer Ringverengung hergestellt, so daß mit einem Flüssigkeitsdruck einer Flüssigkeitsdruckpumpe einerseits eine Steifigkeitsstabilisierung des Ballonkatheters konstruiert ist und andererseits die Schiebebeugung des Ballonkatheters in dem Arteriengefäß eine Flüssigkeitsunterstützung aufweist. Der Leitungskatheter hat seine Steifigkeitsstabilisierung in einem Aufbau mit einem gedrehten Metalldraht, wobei in den Leitungskatheter ein elektro-magnetischer Kupplungsmechanismus mit diamagnetischer Werkstoffanordnung, die mit Siliziumkarbit oder vierwertiger diamagnetischer Titanverbindung oder fünfwertiger diamagnetischer Vanadium-halbmetallverbindung hergestellt ist und der Leitungskatheter hiermit in zwei Leitungskatheterenteile getrennt werden kann und ein Leitungskatheter teil in einer verbleibenden Operationseinführungsstruktur in dem Arteriengefäß oder als Gefäßshunt in dem Arteriengefäß zeitweise angeordnet ist.

In den Leitungskatheter kann ebenso ein Einsetzkatheter mit einem eingeordneten Resektionsinstrument und befestigten Ballonmikrokatheter eingeführt werden, wobei das Resektionsinstrument mit einem mechanischen Kugelgelenkaufbau konstruiert ist und ebenso mit einem konisch geformten Gelenk, indem durch einen gebohrten Rohrzyylinder mit einem innerhalb geführten biegsamen Rohrkanal aus Kunststoff ein Filtersieb aus- und einbewegt wird, womit dem Resektionsinstrument einerseits eine axiale Halterung in dem Arteriengefäß gegeben ist und andererseits durch eine antithrombatische Beschichtung des Filtersieb mit Methylmethacrylatpolymerkunststoff und einem die Filtersieb-membran stützenden Fadenauflauf aus Kunststoff, z. B. Teflonkunststofffäden, Gefäßgewebeteilchen keine weiteren Gefäße in dem Arteriengefäßsystem verstopfen können, weil das porige Filtersieb diese abgelösten Gefäßgewebeteilchen auffängt und diese abgesaugt werden. Des Weiteren ist das Resektionsinstrument mit einem zum distalen Ende vor der radiologisch markierten Spitze befestigten Ballonmikrokatheter konstruiert, wobei dieser Ballonkatheter mit einem Ballonflüssigkeitsmikrokanal innerhalb des Kugelgelenkaufbau beweglich befestigt ist und in seinem Werkstoffaufbau mit einem Polyethylenpolymerkunststoff hergestellt ist und zum Kugelgelenkaufbau eine höher verdichtete gehärtete Kunststoffstruktur hat, so daß der erweiterte elastische Ballon des Ballonmikrokatheter einerseits das Resektionsinstrument in der Rotation axial im Arteriengefäß hält und andererseits im Operationsablauf abgelöste Gefäßgewebeteilchen weitere Arteriengefäße nicht verstopfen und mit einer Abflußleitung im Einsetzkatheter abgesaugt werden können und eine Gefäßverengungsstelle im

Operationsablauf vorher im Arteriengefäß erweitert wird.

In den bekannten Patententwicklungen ist nach Pat. DE 38 39 359 A1 ein Katheter mit Ballon zur Gefäßerweiterung am proximalen Ende und Halteballon zum distalen Katheterende mit verschiedenen Zuleitungen für den Halteballon und Erweiterungsballon bekannt, womit beide miteinander eine Leitungsverbindung und einen Absaugkanal mit zwischen dem Halteballon und Erweiterungsballon angebrachter Leitungsöffnung haben.

10 Im Ballonkatheter ist eine Abflußleitung, die parallel zur Ballonflüssigkeitsleitung verläuft, dargestellt und die Öffnung der Abflußleitung zum Arteriengefäß ist mit einem elektro-magnetischen Ventil zwischen der Spitze des Ballonkatheter und vor dem Ballon im proximalen Ende des Ballonkatheter konstruiert, und hiermit die Gefäßgewebeteilchen im weiteren Arteriengefäßlumen zwischen dem Ballon und dem Filtersieb abgesaugt werden.

Des Weiteren ist nach Pat. WO 95/21652 ein Ballondilatationskatheteraufbau mit Führungsdrat und ineinander dargestellten Katheterquerschnitaufbau mit Einführkatheter und Körperkatheter bekannt, wobei beide Katheterlumen in der Ballonflüssigkeitsleitung zum Ballonlumen eine Verbindung haben und hiermit eine Bewegung des Ballons im erweiterbaren Ballonlumen gegeben ist und der Ballondilatationskatheter eine Versteifungsstabilität erhält.

Der Ballonkatheter ist mit einer Aneinanderordnung von Flüssigkeitsleitungen, die mit einem Flüssigkeitsmembrandruckpumpenkreislauf durch einen Kupplungsanschluß verbunden sind, zum proximalen Ende des Ballonkatheter, in einer Flüssigkeitsleitungsverbindung mit einer Flüssigkeitsleitung konstruiert und damit ist eine Steifigkeitstabilisierung des Ballonkatheter gegeben, indem in dem Flüssigkeitsmembrandruckpumpenkreislauf ein hoher Pumpenfördervolumendruck in die Flüssigkeitsleitungen geleitet wird und mit dem elektro-magnetischen Ventil in der Flüssigkeitsleitungsöffnung ein im Verhältnis kleines Flüssigkeitsvolumen in das Arteriengefäß geleitet wird und dies ebenso mit einer Ringverengung in der Öffnung der Flüssigkeitsleitung gegeben ist.

40 Weiterhin ist nach Pat. DE 31 43 643 A1 ein Katheter aus Kunststoff mit Haltearmen aus Kunststoff in der Spitze bekannt, wobei die Kunststoffarme einzeln an einem Deckel befestigt sind, der mit einem Zugseil und einer Feder eine Verbindung hat und diese Kunststoffarme dem Katheter in Körpereöffnungen eine Halterung geben und der Deckel den Abfluß in den Katheter regelt. In der Erfindung ist ein Ballonkatheter mit Führungsdrat und zum proximalen Ende des Ballonkatheters angeordneten Filtersieb dargestellt, indem das Filtersieb mit einem gedrehten Kunststoffadenaufbau stabilisiert ist und diese Kunststoffstütfäden mit einer porigen Membran aus Kunststoff verbunden sind, die eine antithrombatische porige Flußstruktur in der Kunststoffbeschichtung hat und dieses Filtersieb mit dem Führungsdrat und einem biegsamen Rohrkanal aus Kunststoff in einer erweiterten inneren Ringhülle aus- und einbewegt wird.

Weiter ist nach Pat. DE 35 26 738 A1 ein Katheter mit Kontaktsschuh, als elektrisches Kontaktlement zur elektrischen Leitungsverbindung zwischen einem EKG-Gerätes, und der Katheterspitze, zur Erstellung eines intrakardialen 60 Elektrokardiogramm bekannt und nach Pat. DE 40 14 947 A1 ist ein Katheter mit in der Spitze zur Führung des Katheters angeordneten Magneten, Permanentmagneten und Elektromagneten bekannt, die eine Bewegungsführung des Katheters im proximalen Ende zur Spitze hin erzeugen. In der Erfindung ist ein Kupplungsmechanismus zur Zusammensetzung zweier Lumen des Leitungskatheterenteile mit diamagnetischen Kupplungsgliedern konstruiert, die in einer Siliziumhalbleitermikrotechnologie hergestellt sind, indem die

diamagnetischen Kupplungsglieder mit einem Winkel in der Kupplungseinführseite und einer konischen Öffnung in der Kupplungsaufnahmeseite in einem Kunststoffwerkstoff dargestellt sind und mit dem diamagnetischen Werkstoff an diesen Kupplungsgliedern ein zeitlicher Halt zweier Kupplungsglieder mit einer geschalteten elektrischen Stromleitungsverbindung gegeben ist, wobei die elektrische Leitungsverbindung in einem Leitungskanal mit Kontaktsschuh eine bewegliche Trennungskonstruktion hat. In der Erfindung ist weiterhin eine elektro-magnetische Kupplung im proximalen Ende des Resektionsinstrumentes konstruiert, mit der eine Bewegung des Filtersieb in der Art gegeben ist, daß ein diamagnetischer Werkstoff in dem einen Kupplungsglied, welches in dem konisch geformten Gelenk des Resektionsinstrument ist, mit dem diamagnetischen Kupplungsglied in der Filtersiebrohrhalterung, die das Filtersieb im proximalen Ende des Resektionsinstrument aufnimmt, mit entgegenpoliger Magnetinduktion der diamagnetischen Werkstoffe zueinander, durch eine geschaltete elektrische Stromleitung, die um den Führungsdrat, der hier das Filtersieb bewegt, gewickelt angeordnet ist und mittels Kontaktsschuh eine elektrische Verbindung zu den Kupplungsgliedern herstellt, eine kinetische Bindung im proximalen Ende bewirkt und hiermit in der Druckbewegung durch den Führungsdrat das Filtersieb aus der Filtersiebrohrhalterung bewegt werden kann und in gleichpoliger Magnetinduktion das Resektionsinstrument, in der Rotation, von der Filtersiebrohrhalterung getrennt wird und das Filtersieb im Arteriengefäß nicht rotiert. Weiter sind nach Pat. 04 52 123 A1 ein radiologisch markierter Katheter mit Markierungskanälen und nach Pat. DE 29 10 749 C2 ein Katheter mit Kontraststreifen, die in Wellenlinien entlang der Länge des Katheters dargestellt sind, bekannt.

In der Erfindung ist eine radiologische Markierung des Ballonkatheters mit Punkten in Abständen in der Länge und in der Ballonkatherspitze dargestellt.

Die Gestaltung der Erfindung ist in den Figuren dargestellt, die zeigen:

Fig. 1a zeigt eine seitliche geschnittene Ansicht des zusammen gesetzten Aufbaus des Ballondilatationskatheters mit ausbewegten Filtersieb im Arteriengefäßlumen, mit Einführungskatheter und Leitungskatheter;

Fig. 1b zeigt eine seitl. geschnittene Teilansicht des zusammen gesetzten Aufbaus des Ballondilatationskatheters mit einer Kupplungsanordnung im Leitungskatheter, wobei die radiologisch markierte Spitze des Ballonkatheters durch eine Gefäßverengungsstelle im Arteriengefäßlumen geführt ist;

Fig. 2 zeigt einen Querschnitt des Leitungskatheter;

Fig. 3 zeigt eine seitl. geschnittene Teilansicht des Ballonkatheters mit Einführungskatheter im Arteriengefäßlumen und Kupplungsanschlüsse für die Flüssigkeitsleitung und Abflußleitung und Ballonflüssigkeitsleitung und Bewegungsmechanismus mit Führungsdrat und inneren Rohrkanal im distalen Ende des Ballonkatheter;

Fig. 4 zeigt eine seitl. geschnittene Ansicht der Ver schlüßkappe mit Bewegungsmechanismus des Ballonkatheters;

Fig. 5a zeigt eine seitl. geschnittene Ansicht der Ballonkatherflüssigkeitskupplung an einem Querschnitt des Ballonkatheters;

Fig. 5b zeigt eine seitl. geschnittene Ansicht der Abflußkanalkupplung des Ballonkatheters an einem Querschnitt des Ballonkatheters;

Fig. 5c zeigt eine seitl. geschnittene Ansicht der Ballonflüssigkeitskupplung des Ballonkatheters an einem Querschnitt des Ballonkatheters;

Fig. 6a zeigt eine seitl. geschnittene Ansicht des Ballon-

katheters im proximalen Ende mit einbewegten Filtersieb und radiologisch markierter Spitze;

Fig. 6b zeigt eine seitl. geschnittene Ansicht des Ballonkatheters im proximalen Ende mit einbewegten Filtersieb und einbewegter radiologisch markierter Spitze;

Fig. 7a zeigt eine seitl. geschnittene Teilansicht des Ballonkatheters mit Abflußleitung und mit der Ballonflüssigkeitsleitung und erweiterten Ballon im proximalen Ende mit dem Führungsdrat und ausbewegter radiologisch markierter Spitze;

Fig. 7b zeigt eine seitl. geschnittene Teilansicht des Ballonkatheters mit in die äußere Ballonkatherhülle einge gliederten Ballon und ausbewegten Führungsdrat und aus bewegten Filtersieb;

Fig. 7c zeigt eine seitl. geschnittene Teilansicht des Ballonkatheters mit in die äußere Ballonkatherhülle einge gliederten Ballon und der Aneinanderordnung der Flüssigkeitsleitungen mit Flüssigkeitsleitungsverbindung und einzelner Flüssigkeitsleitung und einbewegten Filtersieb und

20 Führungsdrat einbewegt;

Fig. 8a zeigt eine seitl. geschnittene Ansicht des Leitungskatheterkupplungsmechanismus;

Fig. 8b zeigt eine seitl. geschnittene Ansicht des Kupplungsanschlusses des Leitungskatheters im ineinander be wegten Zustand;

Fig. 9a zeigt eine seitl. Teilansicht des vorderen Abschnittes des Einsetzkatheters mit eingeführten Resektionsinstrument im Kugelgelenkaufbau beweglichen befestigten Ballonmikrokatherkanal und eingegliederten Ballonmikrokather, wobei das Resektionsinstrument mit einem vor bewegten Kugelgelenkaufbau eine eingeklappte Stellung der Glieder aufweist;

Fig. 9b zeigt einen Querschnitt des Resektionsinstrumentes mit Kugelgelenkaufbau und fünfgliedrigen Gliederaufbau;

Fig. 9c zeigt eine seitliche Teilansicht des vorderen Abschnittes im proximalen Ende des Einsetzkatheters mit eingesetzten Resektionsinstrument und befestigten Ballonmikrokather mit erweiterten Ballon, wobei das Resektionsinstrument mit einem zurückbewegten Kugelgelenkaufbau eine aufgeklappte Stellung der Glieder aufweist;

Fig. 10a zeigt eine seitl. geschnittene Ansicht des Kugelgelenkaufbau mit eingeklappter Stellung und vorbewegtem Kugelgelenk in dem Getriebekasten;

Fig. 10b zeigt eine seitl. geschnittene Ansicht des Kugelgelenkaufbau mit ausgeklappter Stellung und zurückbewegtem Kugelgelenk in dem Getriebekasten;

Fig. 11a zeigt eine seitl. Teilansicht des vorderen Abschnittes des Einsetzkatheters mit eingeführtem Resektionsinstrument und einbewegten Filtersieb im proximalen Ende des Resektionsinstrument;

Fig. 11b zeigt eine seitl. geschnittene Teilansicht des vorderen Abschnittes des Einsetzkatheters mit eingeführtem Resektionsinstrument und einbewegten Filtersieb im dis proximalen Ende des Resektionsinstrumentes;

Fig. 12 zeigt einen Ballondilatationsschaltungskreislauf mit einem steuernden elektrischen Steuerelement, beispielsweise einem Mikrocomputer.

Der Ballonkather (1) mit antithrombischen Filtersieb (56) ist durch einen Leitungskatheter (56) zur Gefäßverengungsstelle (54) im Arteriengefäß (5) geleitet und der Leitungskatheter (56) ist mit einem Einführungskatheter (4) in das Arteriengefäß (5) eingeführt, wie Fig. 1a und 1b zeigen. Der Ballonkather (1) hat im Querschnittsaufbau eine äußere elastische Ballonkatherhülle (2), die im proximalen Ende (6) des Ballonkathers (1) in einem Ballon (91) abgeteilt ist, so daß sich in der räumlichen Trennung ein Ballon (91) mittels einer über eine Ballonflüssigkeitsleitung (26)

gepumpten organischen Siliziumverbindungen enthaltene Silaneflüssigkeit mit einem erweiterten Querschnitt herstellen läßt. Die Bewegung des Ballonkatheters (1) ist ebenso mit der Einführung mit dem Einführungskatheter (4) in dem Arteriengefäß (5) einleitend herzustellen, indem in dem Ballonkatheter (1) zentrisch ein biegsamer Rohrkanal (10) mit einem Führungsdräht (9) eingesetzt ist und die Steifigkeitssbstabilität des Ballonkatheter (1) in einer Zugspannung, erzeugt durch den Führungsdräht (9), ist mittels einer vom distalen Ende (7) des Ballonkatheter (1) bis zum Ballon (91) im proximalen Ende (6) sich erstreckende Aneinanderordnung von Flüssigkeitsleitungen (18), die durch eine Flüssigkeitsmembranrückpumpe (12) mit einem Flüssigkeitsvolumendruck versorgt sind, konstruiert. Diese Aneinanderordnung von Flüssigkeitsleitungen (18) mit einem Flüssigkeitskupplungsanschluß (15), ist mit einem elektro-magnetischen Ventil (17), über eine Flüssigkeitsdruckleitung (11), mit Druckbegrenzungsventil (20) und Volumendruckanzeiger (21) mit der Flüssigkeitsmembranrückpumpe (12) und einem Flüssigkeitsvorratsbehältnis (22) mit Druckruckschlagventil (23) verbunden, wie Fig. 3, 5a, 12 und 7a, 7b und 7c zeigen. Vor dem Ballon (91) des Ballonkatheters (1) sind die einzeln aneinander angeordneten Flüssigkeitsleitungen (18) mit einer Flüssigkeitsleitungsverbindung (19) auf eine Flüssigkeitsleitung (14) verbunden, wie Fig. 7c zeigt. Diese Flüssigkeitsleitungsverbindung (19) stellt eine Leitungsverengung der Flüssigkeitsleitungen (18) dar, so daß sich hinter dem Ballon (91) im proximalen Ende (6) in der einzelnen Flüssigkeitsleitung (14) mit einem elektro-magnetischen Flüssigkeitsleitungsmikroventil (16) in der Regelung des Flüssigkeitsausstoßes in das Arteriengefäß (5) und dem Flüssigkeitsvolumendruck in den aneinander angeordneten Flüssigkeitsleitungen (18) und der Flüssigkeitsleitung (14) eine Steifigkeitssbstabilisierung im Ballonkatheter (1) darstellen läßt. Das elektro-magnetische Flüssigkeitsleitungsmikroventil (16) in der einzelnen Flüssigkeitsleitung (14) ist ebenso durch eine Ringverengung (66) im proximalen Ende (6) des Ballonkatheters (1) konstruiert, so daß der Flüssigkeitsausstoß in das Arteriengefäß (5) reguliert ist und das elektromagnetische Flüssigkeitsleitungsmikroventil (16) ist in einer Silizium Halbleitermikrotechnologie in bekannter Herstellungsweise gebaut. Die einzelne Flüssigkeitsleitung (14) durchdringt den Ballon (91), der in dem Querschnitt im proximalen Ende (6) des Ballonkatheters (1) eingeordnet ist, wie Fig. 7b und 7c zeigen. Die Flüssigkeitsleitungen (18) sind im distalen Ende (7) des Ballonkatheters (1) mit einem Flüssigkeitskupplungsanschluß (15) und eingearbeiteten elektro-magnetischen Ventil (17) und einer Flüssigkeitsdruckleitung (11) verbunden, wie Fig. 3 und 5a zeigen. Die Ballonflüssigkeitsdruckleitung (26) ist mit Ballonflüssigkeitsmembranrückpumpe (27) verbunden, so daß die Ballonflüssigkeit in einer Bewegung zum Ballon (91) des Ballonkatheters (1) und einer Bewegung vom Ballon (91) zum distalen Ende (7) hin, über eine Ballonflüssigkeitsleitung (8) im Ballonkatheter (1) erfolgt. Diese Bewegung der Ballonflüssigkeit in zwei mögliche Flußrichtungen erfolgt mit einer zweifach dargestellten Ballonflüssigkeitsdruckleitung (26), die jeweils mit einem Druckbegrenzungsventil (20) und einem Druckanzeiger (21) mit der doppelt richtungswirkenden Ballonflüssigkeitsmembranrückpumpe (27) und einem Ballonflüssigkeitsbehälter (28) mit Milliliter Skaleneinteilung verbunden ist, wie Fig. 12 zeigt. An den Ballonflüssigkeitskupplungsanschluß (25) ist ebenso ein manueller Anschluß (29); mit manuell geregelter Ballonflüssigkeitsdruckregelung angebracht, wie Fig. 5b zeigt. Zum proximalen Ende (6) des Ballon (91) im Ballonkatheter (1) befindet sich eine Abflußleitungsöffnung (30) mit elektro-magnetischem Abflußleitungsmikroventil (31),

und die Abflußleitung (32) geht parallel zur Ballonflüssigkeitsleitung (8) im Querschnittsaufbau des Ballonkatheter (1), wie Fig. 5c zeigt. Im distalen Ende (7) des Ballonkatheter (1) ist die Abflußleitung (32) mit einer Abflußleitungskupplung (33) und eingearbeiteten elektro-magnetischen Ventil (17) über eine Abflußdruckleitung (34) mit Druckbegrenzungsventil (20) und Druckanzeiger (21) mit einer Absaugmembranrückpumpe (35) verbunden, wie Fig. 12 zeigt, und mit der Abflußleitung (32) und der zwischen dem Ballon (91) im proximalen Ende (6) des Ballonkatheters (1) und dem Filtersieb (55) angeordneten Abflußleitungsoffnung (30) fließt die Gefäßflüssigkeit im Ballondilatationsablauf über ein Abscheideventil (37) in einen offenen Abflußbehälter (36). Der zentral geführte biegsame Rohrkanal (10), der den Führungsdräht (9) umfaßt, ist von der inneren Ballonkatheterhülle (3) des Ballonkatheters (1) umgeben, so daß sich dieser biegsame Rohrkanal (10), der in dem Werkstoff Kunststoff aufgebaut ist, im Ballonkatheter (1) beweglich schieben läßt. Der Ballonkatheter (1) ist von einer äußeren Ballonkatheterhülle (2) umgeben und innen von der inneren Ballonkatheterhülle (3) dargestellt, die beide in einem Kunststoffwerkstoff, z. B. Polyethylen-polymerkunststoff aufgebaut sind. Mit der Bewegung des biegsamen Rohrkanal (10) in der inneren Ballonkatheterhülle (3) wird das Filtersieb (55) in der erweiterten inneren Ringhülle (24) aus- und einbewegt und innerhalb dieses Filtersieb (55) durchläuft der Führungsdräht (9) mit der radiologisch markierten Spitze (13) und auf der äußeren Ballonkatheterhülle (2) sind radiologische Markierungspunkte (100) eingesetzt. Das Filtersieb (55) hat in seinem Aufbau einen Ring (41), in einem verdichteten harten Polyethylen-polymerkunststoff aufgebaut, der mit einem Fadenaufbau (42) verbunden ist und durch den Führungsdräht (9), mit einer Verdickungsstelle (39) vor dem Ring (41) angeordnet, hindurchgeführt ist, so daß der Führungsdräht (9) einerseits im distalen Ende (6) des Ballonkatheter (1) die Bewegung des Filtersieb (55) bewirkt und andererseits die Aus- und Einbewegung des Filtersieb (55) mit dem zentralen biegsamen Rohrkanal (10) bewirkt wird. Das Filtersieb (55) ist mit einer radialen Anordnung eines Fadenaufbau (42) konstruiert, der mit einer porigen Filtersiebmembran (43) verschweißt ist und in einem Kunststoffwerkstoff mit antithrombischer Hydromethylmethacrylat Polymer-Kunststoffbeschichtung aufgebaut ist. Im distalen Ende (7) des Ballonkatheter (1) befindet sich eine zylindrische Verschlußkappe (44) mit Verschlußkappenzyylinder (40), der einerseits die äußere Ballonkatheterhülle (2) und die innere Ballonkatheterhülle (3) mit einer vorstehenden Verschlußkappenhülse (45) aufnimmt und mittels einer Verschlußkappenhalterung (46) zylindrische Verschlußkappenhülse (45) befestigt und andererseits mit einem angeordneten doppelt wirkenden Drehmechanismus die Zugbewegung des Führungsdrähtes (9) und die Aus- und Einbewegung des Filtersieb (55) bewirkt, wie Fig. 4 zeigt.

55 In der Verschlußkappe (44) ist eine vordere Drehanordnung (47), die mit einem gerändelten vorderen Drehrad (48) bewegt wird und in der Eindrehbewegung einen Kontakt mit dem Stöbel (49) des biegsamen Rohrkanal (10) herstellt, so daß in der Vorbewegung des Stöbel (49) das Filtersieb (55) ausbewegt wird und in der Rückbewegung des Stöbel (49) das Filtersieb (55) durch eine Zugbewegung des Führungsdrähtes (9) mit der radiologisch markierten Spitze (13) einbewegt wird, Fig. 6a, 6b. Innerhalb des Stöbel (49) verläuft der Führungsdräht (9) und durchläuft die vordere Drehanordnung (47), an deren Ende eine Lagerung (50) angebracht ist, so daß sich die vordere Drehanordnung (47) in einer Schraubendrehung der hinteren Drehanordnung (51) nicht mitdrehen und der Führungsdräht (9) ist am Ende der hinteren

Drehanordnung (51) mit einem weiteren gerändelten Drehrad (52) und einer konischen Befestigung (67) befestigt. In der Drehbewegung der hinteren Drehanordnung (51) mit einem weiteren gerändelten Drehrad (52) wird der Führungsdraht (9) in einer Zugbewegung bewegt und mit einem Zugring (53), der zum Ende der Verschlußkappe (44) angeordnet ist, schneller in der Zugbewegung aus- und einbewegt. Die Bewegung des Ballonkatheter (1) in dem Arteriengefäß (5) zur Gefäßverengungsstelle (54) läßt sich ebenso in einem Leitungskatheter (56) führen. Der Leitungskatheter (56) ist mit einer inneren Leitungskatheterhülle (57), in deren Lumen der Ballonkatheter (1) geführt ist und einer äußeren Leitungskatheterhülle (58), die eine stabilisierende Drahtringdrehanordnung (59) und einen Leitungskatheterführungsdrat (60) umgibt, dargestellt. An den Leitungskatheterführungsdrat (60) sind die elektrischen Kupplungsanschlußleitungen (62) für die elektro-magnetischen Leitungskatheterkupplungsglieder (61) des Leitungskatheter (56) gewickelt und parallel daran eine Leitungskatheterflüssigkeitsleitung (63) angeordnet, wie Fig. 1b, 2, 8a und 8b zeigen. Der Leitungskatheter (56) hat in seinem distalen Ende (7) eine Einführkappe (65), in der die innere Leitungskatheterhülle (57) und die äußere Leitungskatheterhülle (58) befestigt sind und der Leitungskatheterflüssigkeitsanschluß (64) für die Leitungskatheterflüssigkeitsleitung (63) und der elektrische Verbindungsanschluß (102) für die elektro-magnetischen Leitungskatheterkupplungsglieder (61) angeordnet sind. Der Leitungskatheterführungsdrat (60) des Leitungskatheter (56) wird mit einem gerändelten Leitungskatheterdrehrad (68) mit Schraubendrehbewegungen in einen Zugmechanismus bewegt, so daß der Leitungskatheter (56) wie der Ballonkatheter (1) eine Bewegung im proximalen Ende (6) in dem Arteriengefäß (5) hat. Der Leitungskatheter (56) kann in dem Arteriengefäß (5) in den elektro-magnetischen Kupplungsgliedern (61) geteilt werden, wobei der Leitungskatheterführungsdrat (60) und die elektrischen Kupplungsanschlußleitungen (62) des distalen Ende (7) der Leitungskatheterkupplungsglieder (61) in dem Arteriengefäß (5) verbleiben und einem weiteren Katheteranschluß eine weitere Richtungsgebung in der Einführungsmöglichkeit geben. Die elektrischen Kupplungsanschlußleitungen (62) für die elektro-magnetischen Leitungskatheterkupplungsglieder (61) sind eben so beispielsweise in einem elektrischen Anschlußkanal (103) im Leitungskatheter (56) angeordnet, wie Fig. 2 zeigt. Die elektro-magnetischen Leitungskatheterkupplungsglieder (61) sind auf der Kupplungseinführseite (69) mit einer diamagnetischen Werkstoffanordnung, die aus einem diamagn. Werkstoff (71) mit Siliiziumcarbid oder einer chemisch vierwertigen Titanverbindung oder einer elektrochem. fünfwertigen Vanadiumverbindung in einer Halbleiterbeschichtungstechnik aufgebaut, und in der Kupplungsaufnahmeseite (70) mit einem diamagn. Werkstoff (71) konstruiert, so daß das Leitungskatheterkupplungsglied (61) der Kupplungseinführseite (69) in die Kupplungsaufnahmeseite (70) in einer Richtungsdrehbewegung zueinander eingeführt sind und in der Kupplungsaufnahmeseite (70) gehalten wird, wie Fig. 8a und 8b zeigen. Dann wird im Wechsel der elektrischen Anschaltung der diamagnetischen Kupplungsaufnahmeseite (70) das Leitungskatheterkupplungsglied (61) der Kupplungseinführseite (69) in die Kupplungsverschlußhaltung gedreht, wie Fig. 8b zeigt, und in der entgegen geschalteten elektrischen Anschaltung in die Kupplungsöffnungshaltung gedreht, indem ein magnetischer Induktionsstrom in den diamagnetischen Werkstoffanordnungen (71) mit einem geschalteten elektrischen Kupplungsanschlußleitung (62) wirkt. Die Leitungskatheterflüssigkeitsleitung (63) hat in der Kupplungs-einführseite (69) und der Kupplungsaufnahmeseite (70) je-

weils ein elektro-magnetisches Flüssigkeitsleitungsmikroventil (72), so daß Gefäßflüssigkeit nicht, in dem Arteriengefäß (5) verbleibenden Leitungskatheter (56) mit der Kupplungsaufnahmeseite (70), festkleben kann. Die Leitungskatheterflüssigkeitsleitung (63) ist durch die Flüssigkeitsmembranbranddruckpumpe (12), wie im Ballonkatheter (1) angeordnet, mit dem Flüssigkeitskreislauf verbunden, wie Fig. 12 zeigt. Der Leitungskatheter (56) ist ebenso mit einem Einsetzkatheter (77) und darin innerhalb eingesetzten Resektionsinstrument (73) mit einem beweglich befestigten Ballonmikrokatheter (74) in einem weiteren Operationsablauf im Arteriengefäß (5) zu nutzen.

Das Resektionsinstrument (73) ist mit einem Filtersieb (55) vor dem Resektionsinstrument (73) im proximalen Ende (6) angeordnet ebenso konstruiert, wie Fig. 11a und 11b zeigen, so daß Gewebeteile, die in dem Arteriengefäß (5) entfernt sind, mit einer Einsetzkatheterabflußleitung (75) am proximalen Ende (6) eingesetzt, mit der Absaugmembranbranddruckpumpe (35) abgepumpt werden. Der Einsetzkatheter (77) hat eine angeordnete Einsetzkatheterabflußleitung (75) und die Einsetzkatheterflüssigkeitsleitung (76) haben an den Einsetzkatheterleitungsöffnungen (78) zum Arteriengefäß (5) jeweils ein elektro-magnetisches Leitungsmikroventil (79), so daß in der Bewegung des Einsetzkatheters (77) mit dem eingesetzten Resektionsinstrument (73) aus dem Leitungskatheter (56) hinaus, in eine in dem Querschnitt kleinere Gefäßverengungsstelle (64), in der Fortbewegung eine Flüssigkeitsunterstützung hat und Gefäßtraumata weitestgehend verringert werden.

Das Resektionsinstrument (73) hat fünf zentrisch angeordnete Glieder (80), die in einer Halbmetallwerkstoffverbindung, z. B. mit Titanmetall und mit Pickel (81), in dem Werkstoff Diamant aufgebaut sind. Die Verbindung mit einem Kugelgelenk (82) in der inneren Halterungsseite (83) eines jeden Gliedes (80) ist mit einer Führungsschiene (84) gebildet, so daß der Zapfen (85) des Kugelgelenkes (82) in die Führungsschiene (84) eines jeden Gliedes (80) einpaßt. Jedes Glied (80) hat in der Verbindung mit dem Kugelgelenk (82) eine Formung, die über einen Viertelradius des Kugelgelenkes (82) hinaus geht, wie Fig. 9b, 10a, 10b zeigen. Auf der inneren Halterungsseite (83) wird das Glied (80) vom Kugelgelenk (82) mit dem Zapfen (85) geführt und auf der äußeren Halterungsseite (95) vom Getriebekasten (86), der das Kugelgelenk (82) umgibt. Jedes zentrisch angeordnete Glied (80) wird in der Bewegung des Kugelgelenkes (82) im Getriebekasten (86) auf- und abbewegt, wie Fig. 10a und 10b zeigen. In der Bewegung wird die äußere Halterungsseite (95) eines jeden Gliedes (80) in der Zugbewegung des Kugelgelenkes (82) in der elliptisch kurvenförmig geformten Innenfläche (83) des Getriebekasten (86) geführt. Die Ineinanderbewegung der Glieder (80) zueinander erfolgt in der Vorwärtsbewegung des Kugelgelenkes (82) im Getriebekasten (86). Das Kugelgelenk (82) ist zylindrisch durchgebohrt und durch den Rohrzyylinder (88) im Kugelgelenk (82) ist ein Ballonmikrokatheter (74) aus Polyethylen-polymer-Kunststoff geführt, der in dem Rohrzyylinder (88) beweglich befestigt ist. In dem Rohrzyylinder (88) und zur radiologisch markierten-Spitze (13) ist der Ballonmikrokatheter (74) mit einem härteren-Kunststoff geformt, so daß der Ballonmikrokatheter (74) mit dem rotierenden Resektionsinstrument (73) keine Berührung hat. Im Getriebekasten (86) ist eine Getriebekastenlagerung (89) angeordnet, die in der Rotation des Resektionsinstrument (73) den Ballonmikrokatheter (74) gegen Verdrehungen lagert. Der Antrieb des Resektionsinstrumentes (73) erfolgt mit einer Getriebewelle (90) aus Kunststoff, die mit dem Getriebekasten (86) verbunden ist und zwischen dem Einsetzkatheter (77) und

der Getriebewelle (90) ist eine Flüssigkeit zur Rotationskühlung eingeleitet, wie Fig. 9a und 9c zeigen, ebenso kann ein elektrischer Antriebsmotor (101) des Resektionsinstrument (73) im proximalen Ende (6) mit einem elektro-magnetisch bewegten Induktionsspulenelektromotor (101) an der Getriebewelle (86) angeordnet, wie Fig. 11a und 11b zeigen. In dem Rohrylinder (88) des Resektionsinstrument (73) ist ein Führungsdrat (9) mit der elektrischen Kupplungsanschlußleitung (62) eingeordnet. Der Führungsdrat (9) bewegt das Filtersieb (55) aus einer vorderen Rohrhalterung (92) in der ein eingesetztes diamagnetisches Kupplungsglied (93) eine Verbindung im proximalen Ende (6) des Resektionsinstrumentes (73) zum weiteren diamagnetischen Kupplungsglied (96) im konisch geformten Gelenk (94) herstellt und hiermit einerseits das Filtersieb (55) aus der Rohrhalterung (92) bewegt und andererseits in der Rotation des Resektionsinstrument (73), die Rohrhalterung (92) mit dem Filtersieb (55) in dem Arteriengefäß (5), in einer auseinander bewegten Gestaltung, keine Rotationsumdrehung macht, wie Fig. 11a und 11b zeigen. Die Auf- und Abbewegung der einzelnen Glieder (80) des Resektionsinstrumentes (73) erfolgt hier in der Zugbewegung mit dem biegsamen Rohrkanal (10), der mit dem konisch geformten Gelenk (94) verbunden ist, indem eine Getriebekastenlagerung (89) im Getriebekasten (86) den Führungsdrat (9) auflagert und ein diamagnetisches Kupplungsglied (96) mit diamagnetischen Werkstoff (71) eingebaut ist. Im biegsamen Rohrkanal (10) ist in dem Kunststoffaufbau, z. B. in einem umgebenden Leitungsmantel, die elektrische Kupplungsanschlußleitung (62) für das diamagn. Kupplungsglied (93) und das weitere diamagn. Kupplungsglied (96) mitgeleitet. Die Getriebewelle (90) und das bewegliche einzelne Glied (80) des Resektionsinstrumentes (73) sind mit einer biegsamen Ringhalterung (104) miteinander beweglich verbunden, wie Fig. 11a und 11b zeigen. Die Steuerung der elektr.-magn. Ventile (17) und Mikroventile (16; 31; 72; 79) in dem Flüssigkeitsmembrandruckpumpenkreislauf und Absaugmembrandruckpumpenkreislauf und Ballonflüssigkeitsmembrandruckpumpenkreislauf regelt ein elektrisches Steuerelement (97), beispielsweise ein Mikrocomputer, mit elektrischem Netzanschluß (98), wobei die Flüssigkeitsleitungsdruckwerte geregelt werden und ein Fehler im Steuerkreislauf mit Abschalterelement (99) zur sofortigen Unterbrechung des Steuerkreislauf führt, wie Fig. 12 zeigt.

45
Patentansprüche

1. Ballondilatationskatheter (1) in dem Werkstoff Kunststoff hergestellt, mit im proximalen Ende (6) angeordneten porigen Filtersieb (55), der mit einem Einführungskatheter (4) einzeln in das Arteriengefäß (5) zur Gefäßverengungsstelle (54) geführt wird und ebenso mit dem Einführungskatheter (4) und einem Leitungskatheter (56) in dem Arteriengefäß (5) geführt wird; wobei der Ballonkatheter (1) einen, zwischen der elastischen Ballonkatheterhülle (2) und der inneren Ballonkatheterringhülle (3), eingesetzten Ballon (91) hat; und der Ballon (91) mit einer Flüssigkeit, die durch eine Ballonflüssigkeitsleitung (8) vom distalen Ende (7) des Ballonkatheters (1) in das proximale Ende (6) zum Ballon (91) mit einer Ballonflüssigkeitsmembrandruckpumpe (27) oder mit einem manuellen Ballonflüssigkeitsanschluß (29) gepumpt wird, eine Erweiterung im Querschnitraum des Ballon (91) erhält und die Bewegung des Ballonkatheters (1) in dem Arteriengefäß (5) im proximalen Ende (6) mit einem Führungsdrat (9), der in einem biegsamen Rohrkanal (10), in dem Werkstoff Kunststoff aufgebaut, geführt

5
ist und dieser biegsame Rohrkanal (10) innerhalb der inneren Ballonkatheterringhülle (3) geführt ist, vollzogen wird; indem die äußere Ballonkatherhülle (2) und die innere Ballonkatheterringhülle (3) in einer vorstehenden Verschlußkappenhülle (45) der Verschlußkappe (44) im distalen Ende (7) des Ballonkatheter (1) befestigt sind und der Führungsdrat (9) innerhalb der Verschlußkappe (44) mit einer hinteren Drehanordnung (51), die mit dem weiteren gerändelten Drehrad (52) geschraubt wird und mit einer Lagerung (50) gegen Verdrehung durch die vordere Drehanordnung (47), mit dem vorderen Drehrad (40) geschraubt, gesichert ist; bewegt wird und wobei das gerändelte vordere Drehrad (48), das mit der vorderen Drehanordnung (47) im Verschlußkappenzylinder (40) eingesetzt ist, einen Stößel (49) des inneren biegsamen Rohrkanal (10) vorschiebt und hiermit im proximalen Ende (6) des Ballonkatheters (1) das Filtersieb (55) ausbewegt wird und die Einbewegung des Filtersieb (55) und ebenso die Steuerungsbewegung im proximalen Ende (6) des Ballonkatheters (1), zu der radiologisch markierten Spalte (13) hin, mit der Rückdrehung der vorderen Drehanordnung (47) und anschließender Zugbewegung mit der Schraubendrehung der hinteren Drehanordnung (51) und dem weiteren gerändelten Drehrad (52) erfolgt; und das weitere gerändelte Drehrad (52) den Führungsdrat (9) einbewegt und ebenso ausbewegt und der Führungsdrat (9) mit einem im distalen Ende (7) der Verschlußkappe (44) angeordneten Zugring (53) im Ballonkatheter (1) schnell bewegt wird.
2. Patentanspruch 2, nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß in dem Ballonkatheter (1) eine Aneinanderordnung von Flüssigkeitsleitungen (18) innerhalb der äußeren Ballonkatherhülle (2) und der inneren Ballonkatheterringhülle (3) vom distalen Ende (7) zum proximalen Ende (6) geführt sind, wobei die Aneinanderordnung vom Flüssigkeitsleitungen (18) mit einer Flüssigkeitsleitungsverbindung (19), im distalen Ende (6) des Ballonkatheters (1), zu einer einzelnen Flüssigkeitsleitung (14) angeordnet sind und diese durch den Querschnitraum des Ballon (91) geführt ist und zwischen der radiologisch markierten Spalte (13) und dem Ballon (91) eine Flüssigkeitsleitungsöffnung (38) mit einem elektro-magnetischen Mikroventil (16) oder eine Ringverengung (66) hat, so daß mit dem Anschluß einer Flüssigkeitsmembrandruckpumpe (12) in dem gesteuert gepumpten Flüssigkeitsvolumen ein Flüssigkeitsvolumendruck in den aneinander angeordneten Flüssigkeitsleitungen (18) mit Flüssigkeitsleitungsverbindung (19) und einzelner Flüssigkeitsleitung (14) eine Steifigkeitstabilisierung des Ballonkatheters (1) hergestellt ist und durch die Flüssigkeitsleitungsöffnung (38) mit der Ringverengung (66) oder einem elektro-magnetischen Mikroventil (16) ein geregeltes Flüssigkeitsvolumen in das Arteriengefäß (5) geleitet wird.
3. Patentanspruch 3 nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß in dem Ballonkatheter (1) im proximalen Ende (6) ein Filtersieb (55), das mit einem Ring (41) und verschweißtem Fadenaufbau (42), mit angeordneter poriger Kunststoffmembran (43), die mit einem Hydromethylmethacrylat-Polymerkunststoff beschichtet ist, konstruiert ist; indem die innere Ballonkatheterringhülle (3) im proximalen Ende (6), vor der radiologisch markierten Spalte (13) mit einer erweiterten inneren Ballonkatheterringhülle (24) dargestellt ist; in der das Filtersieb (55) in dem biegsamen Rohrkanal (10) beweglich geführt ist, so daß in der Bewegung des

Ringes (41) durch den biegsamen Rohrkanal (10) der Fadenaufbau (42) in der erweiterten inneren Ringhülle (24) aus- und einbewegt wird und hiermit der Fadenaufbau (42) mit der porigen Membran (43) in dem Arteriengefäß (5) eingesetzt ist; wobei der Führungsdräht (9) mit der Verdickungsstelle (39) vor dem Ring (41), in einer Ausführbewegung des Führungsdrähtes (9) in das Arteriengefäß (5) ebenso das Filtersieb (55) aus der erweiterten inneren Ringhülle (24) bewegt und im proximalen Ende (7) des Ballonkatheters (1), in der Verschlußkappe (44), wie im Patentanspruch 1, das Filtersieb (55) und der Führungsdräht (9) bewegen werden.

4. Patentanspruch 4 nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß im Ballonkatheter (1) eine Abflußleitung (32); die vom proximalen Ende (6) des Ballonkatheter (1) bis zum distalen Ende (7) parallel zum Führungsdräht (9) und zu der Ballonflüssigkeitsleitung (8) und durch den Ballon (91) geführt ist und hiermit die Abflußleitungsöffnung (30) im proximalen Ende (6) zwischen dem Ballon (91) und der radiologisch markierten Spalte (13) angeordnet ist und in der Abflußleitungsöffnung (30) ein elektro-magnetisches Abflußleitungsniroventil (31) konstruiert ist.

5. Patentanspruch 5 nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet; daß im Ballonkatheter (1) zum distalen Ende (7) ein Ballonflüssigkeitskupplungsanschluß (25) mit einem elektro-magnetischen Ventil (17) und ein Flüssigkeitsleitungskupplungsanschluß (15) mit elektro-magnetischen Ventil (17) und eine Abflußleitungskupplung (33) mit elektro-magnetischen Ventil (17) angeordnet sind; so daß die Ballonflüssigkeitsleitung (8) aus der äußeren Ballonkatheterhülle (2) heraus mit dem Ballonflüssigkeitskupplungsanschluß (25) in einem gemeinsamen Kunststoffaufbau verschweißt ist und in dem Ballonflüssigkeitskupplungsanschluß (25) eine 35 Ballonflüssigkeitsdruckleitung (26) angekuppelt ist; welche die Ballonflüssigkeitsleitung (8) mit der doppelt in der Flussrichtung wirkenden Ballonflüssigkeitsmembrandruckpumpe (27) und den Druckbegrenzungsventilen (20) und den Druckanzeigern (21) in dem Kreislauf mit dem Ballonflüssigkeitsbehälter (28) und Druckruckschlagventil (23) verbunden, wobei an dem Ballonflüssigkeitskupplungsanschluß (25) ein manuell er Anschluß (29) für die Ballonflüssigkeit angeordnet ist; und weiter die angeordneten Flüssigkeitsleitungen (18) aus der äußeren Ballonkatheterhülle (2) mit dem Flüssigkeitskupplungsanschluß (15) im gemeinsamen Kunststoffaufbau verschweißt sind und in die Flüssigkeitsleitungskupplung (15) eine Flüssigkeitsdruckleitung (11) angekuppelt ist; so daß die aneinander angeordneten Flüssigkeitsleitungen (18) mit einer Flüssigkeitsmembrandruckpumpe (12) und Druckbegrenzungsventil (20) und Druckanzeiger (21) und einem Flüssigkeitsvorratbehälter (22) mit Druckruckschlagventil (23) in einem Kreislauf verbunden sind; und weiter die Abflußleitung (32) aus der äußeren Ballonkatheterhülle (2) heraus mit der Abflußleitungskupplung (33) in einem gemeinsamen Kunststoffaufbau verschweißt ist und in die Abflußleitungskupplung (33) eine Abflußdruckleitung (34) angekuppelt ist, so

daß die Abflußleitung (32) mit einer Absaugmembrandruckpumpe (35) und Druckbegrenzungsventil (20) und Druckanzeiger (21) und einem offenen Abflußbehälter (36) mit Abscheiderventil (37) in einem Kreislauf verbunden ist; und die Steuerung mit einem Steuerelement (97), das mit einem Mikrocomputer dargestellt ist, geregelt ist; indem ebenso die elektro-magnetischen Ventile (17) und elektro-magnetischen Mi-

kroventile (16, 31, 72, 79) in den Leitungen und die Ventile in den Membrandruckpumpenkreisläufen (20, 23) und die Steuerschaltung der elektro-magnetischen Kupplungsglieder (61, 69, 70, 93, 96) und die Steuerung des elektr. Antriebsmotors (101) mit dem Steuer-element (97) und einem elektr. Netzanschluß (98) mit einem Abschaltelelement (99) in einem Steuerkreislauf geregelt ist.

6. Patentanspruch 6 nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet; daß ein Leitungskatheter (56); der den Ballonkatheter (1) zu der Gefäßverengungsstelle (54) in dem Arteriengefäß (5) leitet, mit elektro-magnetischen Kupplungsgliedern (61) geteilt werden kann und die Kupplungseinführseite (69) und Kupplungsaufnahmeseite (70) mit diamagnetischen Werkstoffen, wie z. B. eine elektrochemisch diamagnetisch vierwertige Titanverbindung, eine diamagnetische Siliziumcarbidverbindung, eine diamagnetische fünfwertige Vanadiumhalbmetallverbindung in einer Halbleiterbeschichtungstechnik, besetzt sind und die Kupplungsglieder (61) mit einer elektrischen Leitungsverbindung (62) mit Kontaktschuhen verbunden sind und in einer wechselnden elektrischen Anschaltung der diamagnetischen Kupplungseinführseite (69) und der diamagnetischen Kupplungsaufnahmeseite (70), die Kupplungseinführseite (69) in die Kupplungsaufnahmeseite (70) gedreht wird, und hiermit der Leitungskatheter (56) zusammengesetzt werden kann und umgekehrt geteilt werden kann, so daß das proximale Ende (6) des Leitungskatheter (56) in dem Arteriengefäß (5) verbleiben kann und die elektrischen Leitungsverbindungen (62) mit dem Leitungskatheterführungsdräht (60) aus dem Arteriengefäß (5), als weitere Einführungszeichnung zeigen und die Leitungskatheterflüssigkeitsleitung (63) mit den elektro-magnetischen Leitungsmikroventilen (72), in einer Siliziumhalbleitermikrotechnik aufgebaut, auf jeder Seite der elektro-magnetischen Kupplungsglieder (61) konstruiert sind, so daß keine Gefäßflüssigkeit in der Leitungskatheterflüssigkeitsleitung (63) des geteilten Leitungskatheter (55) verkleben kann und diese verstopt.

7. Patentanspruch 7 nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet; daß der Ballon (91) eines Ballonmikrokatheter (74) im proximalen Ende (6) eines Resektionsinstrumentes (74), das mit einem Einsetzkatheter (77) innerhalb des Leitungskatheter (56) in das Arteriengefäß (5) eingeleitet ist, beweglich angeordnet ist und in einer einzelnen Leitungsanordnung in dem Werkstoff Polyethylenpolymer Kunststoff dargestellt ist und der Ballonmikrokatheter (74) in dem Resektionsinstrument (74) beweglich befestigt ist, indem das Resektionsinstrument (74) einerseits mit aus- und einbeweglichen Gliedern (80), die mit einem Kugelgelenk (82) in einem elliptisch kurvenförmigen Getriebekasten (86) bewegt sind, wobei in der inneren Halterungsseite (83) eines Gliedes (80) eine Führungsschiene (84) dargestellt ist, die in den Zapfen (85) des Kugelgelenkes (82) einpaßt und die Vor- und Zurückbewegung des Kugelgelenkes (82) im Getriebekasten (86) die äußere Halterungsseite (95) des Gliedes (80) in dem kurvenförmigen Getriebekasten (86) eine zwangsläufige kinetische Richtungsauslenkung des Gliedes (80) bewirkt und in das Kugelgelenk (82) in seinem Kugelradius ein Rohrzyylinder (88) axial gebohrt ist und der Ballonmikrokatheter (74) innerhalb des Rohrzyinders (88) beweglich befestigt ist, so daß der Ballonmikrokatheter (74) im Kugelgelenk (82) vor- und zurück geschoben werden kann und der Ballonmikrokatheter (74) dem Resekti-

onsinstrument (73) eine axiale Rotationshalterung in dem Arteriengefäß (5) gibt und mit der Einsetzkatheterababflüsseitung (75) des Einsetzkatheters (77), im Arteriengefäß (5) entfernte Gefäßgewebeteilchen zwischen der Gefäßverengungsstelle (54) und dem Resektionsinstrument (73) abgesaugt werden und andererseits im Aufbau das Resektionsinstrument (73) mit einem konisch geformten Gelenk (94) und einer biegsamen Ringhalterung (100) der Glieder (80) an der Getriebewelle (90) und einem Filtersieb (55) dargestellt ist, wobei hier die abfließenden Gefäßgewebeteilchen in dem Filtersieb (55) aufgefangen werden und ebenso von der Einsetzkatheterababflüsseitung (75) zwischen dem Resektionsinstrument (73) und dem Filtersieb (55) abgesaugt werden und das Filtersieb (55) mit einem diamagnetischen Kupplungsglied (93) in der Rohrhalterung (92) des Filtersieb (55) und einem weiteren diamagnetischen Kupplungsglied (96) in dem konisch geformten Gelenk (94) des Resektionsinstrumentes (73) keine Rotation des Filtersieb (55) durch die Stationsdrehung des Resektionsinstrumentes (73) erfolgt und das Filtersieb (55) in der kinetischen Verbindung mit der Rohrhalterung (92) und einer Vor- und Zurückbewegung mit einem Führungsdräht (9) eine Aus- und Einbewegung im Arteriengefäß (5) erhält.

5

10

15

20

25

Hierzu 5 Seite(n) Zeichnungen

30

35

40

45

50

55

60

65

- Leerseite -

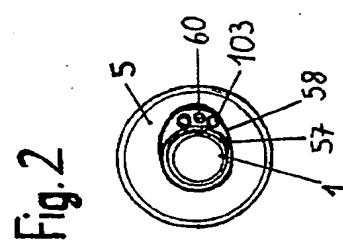
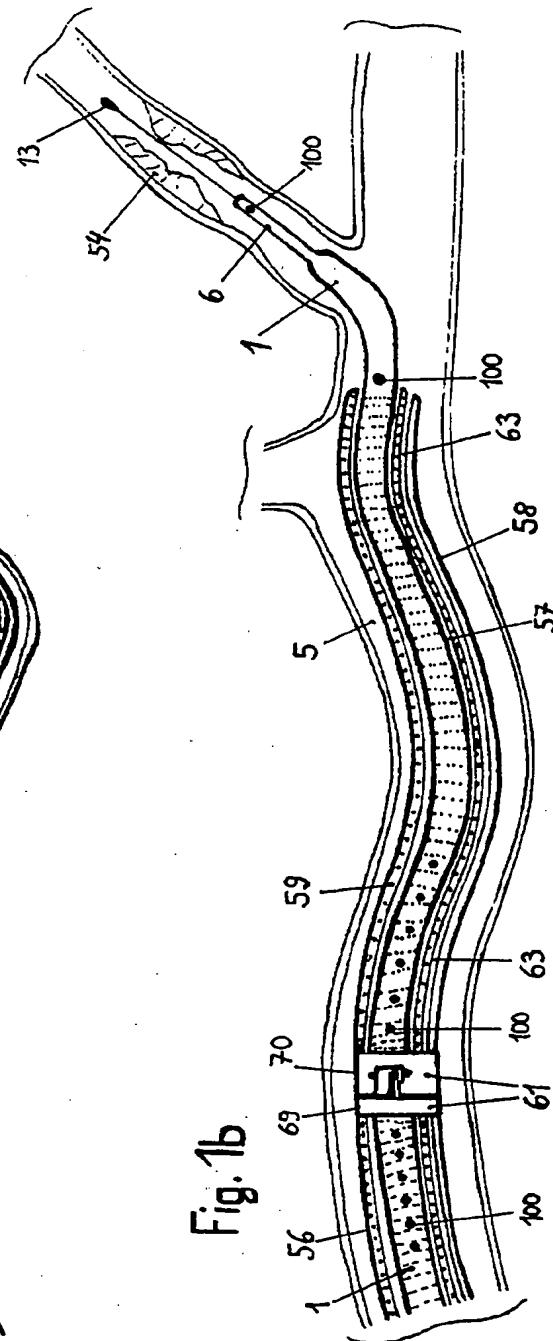
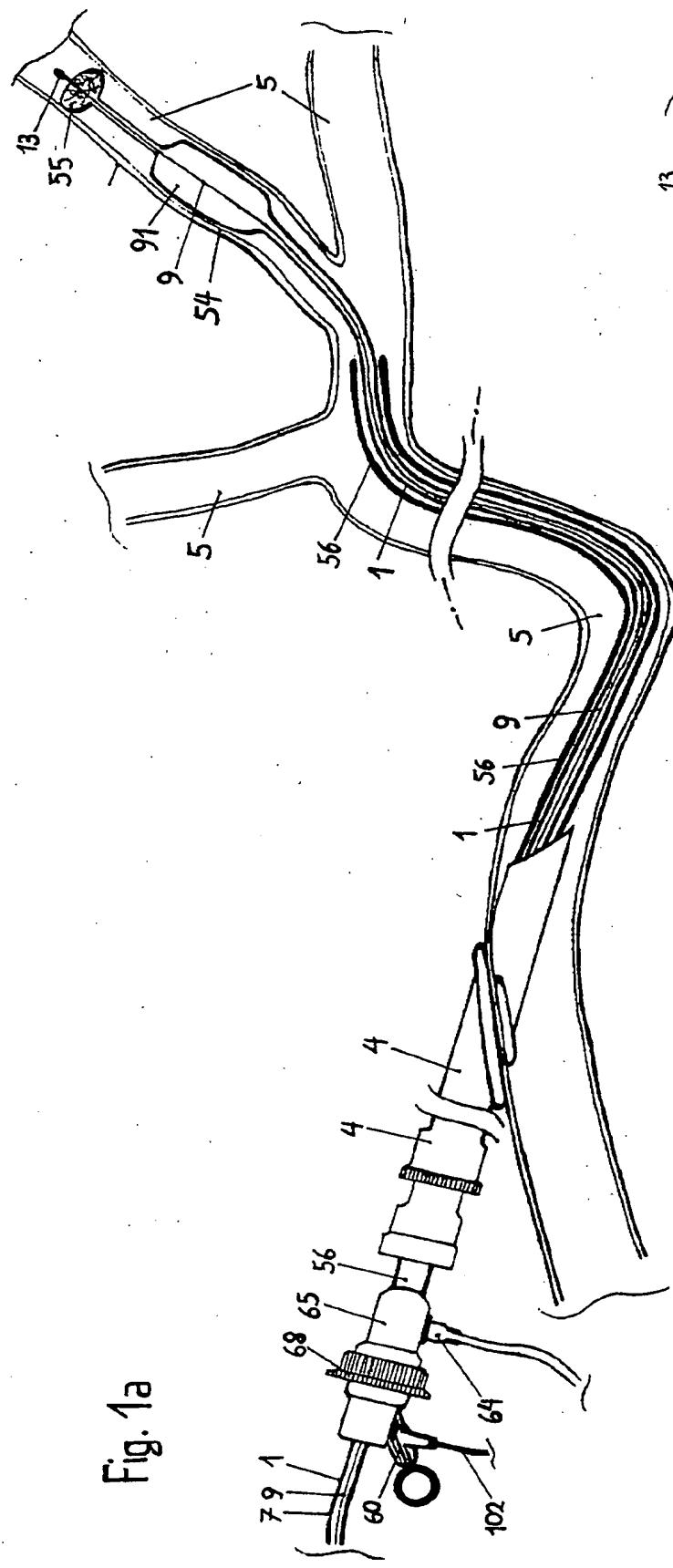


Fig. 3

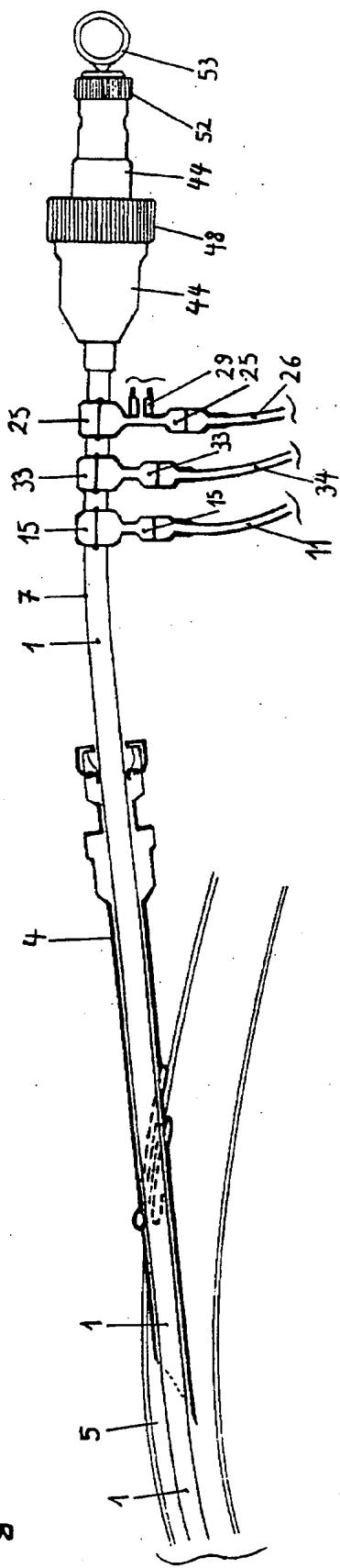


Fig. 5a

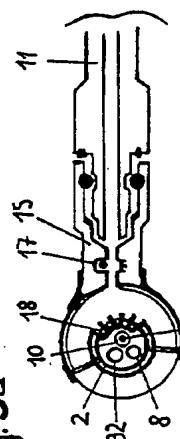


Fig. 5b

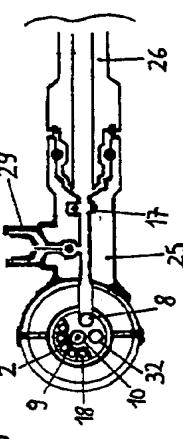


Fig. 5c

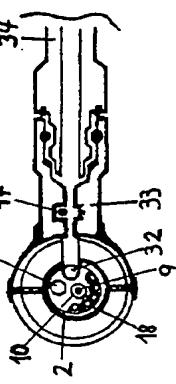


Fig. 4

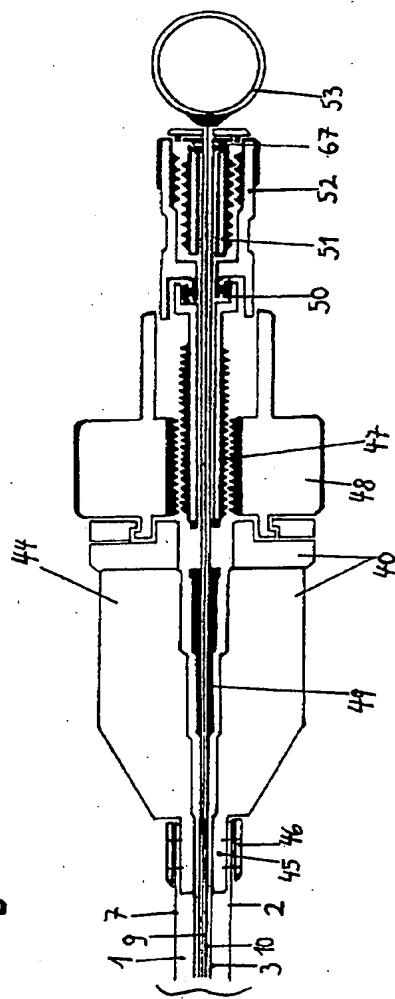


Fig. 6a

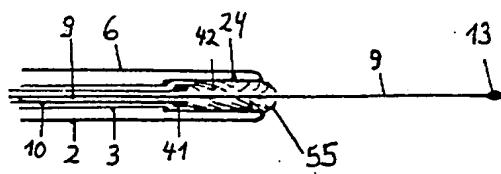


Fig. 6b

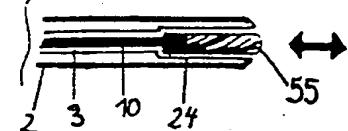


Fig. 7a

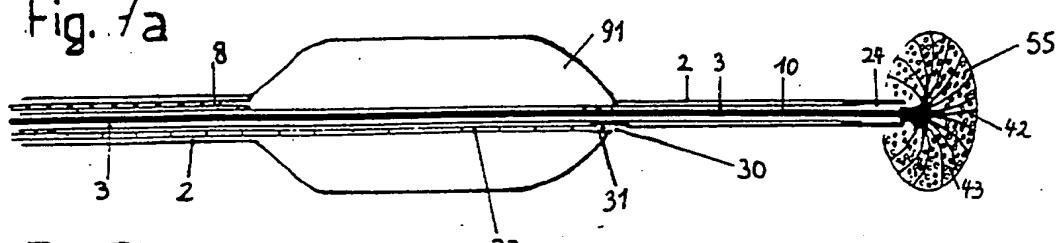


Fig. 7b

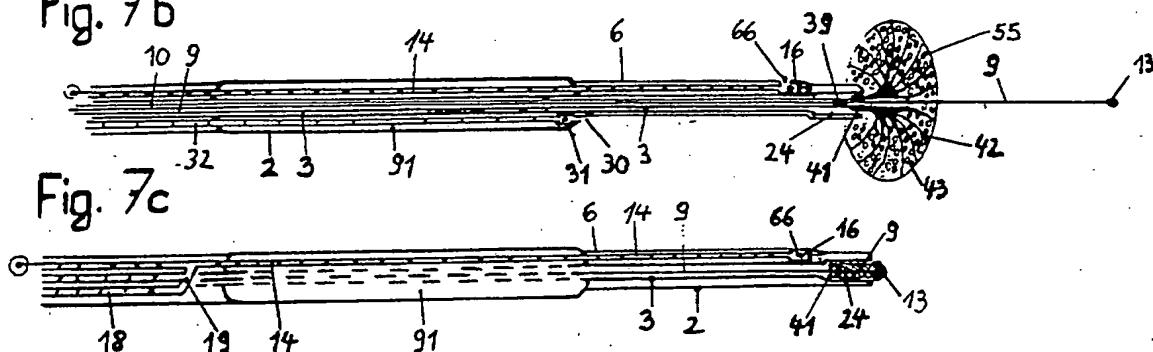


Fig. 7c

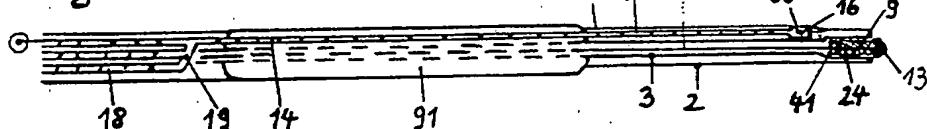


Fig. 8a

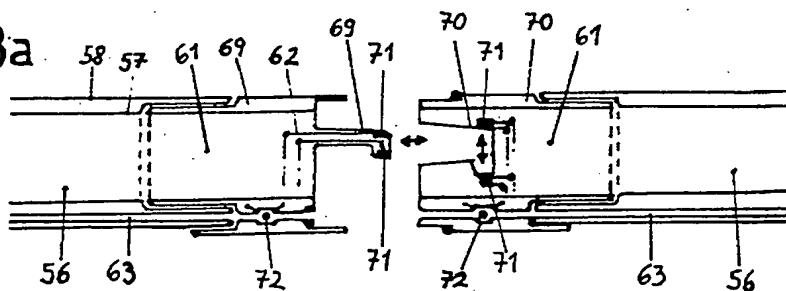


Fig. 8b

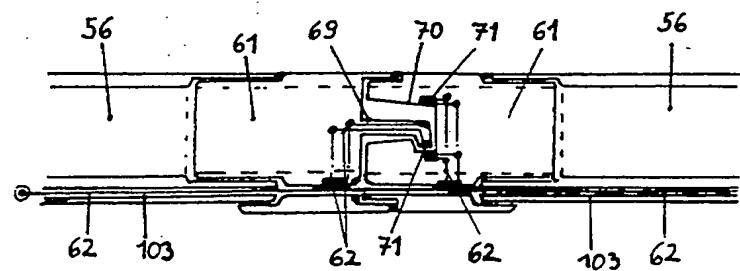


Fig. 9a

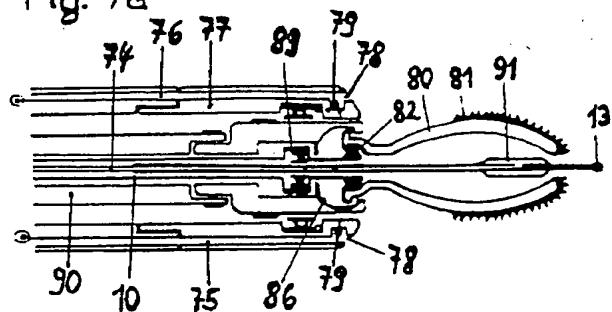


Fig. 9b

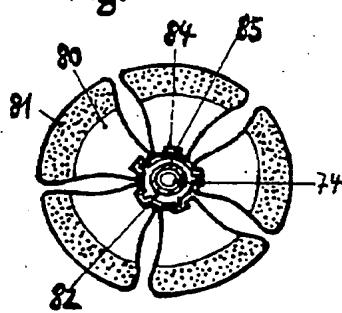


Fig. 9 c

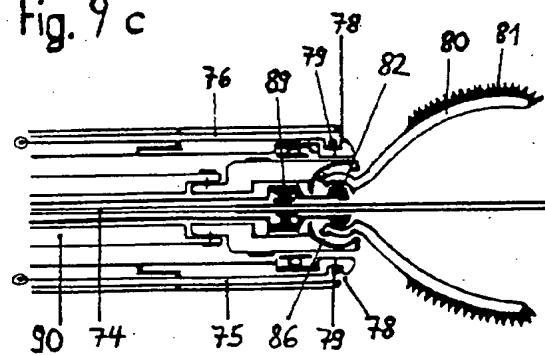


Fig. 10a

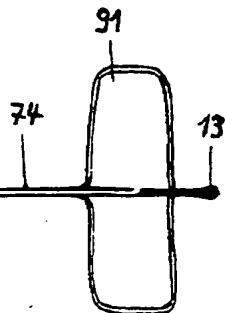
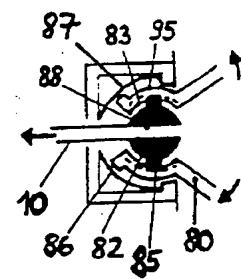
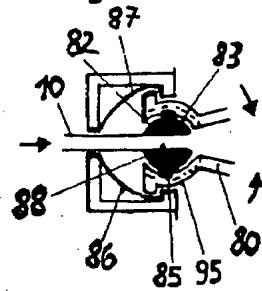


Fig. 11a

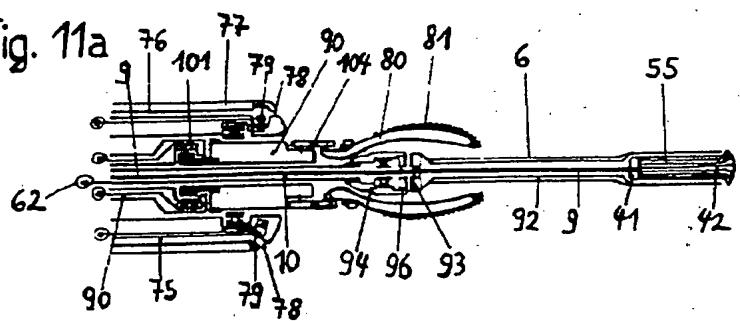


Fig. 11b

